

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: Norihiko Hareyama

Examiner: Unassigned

Serial No: To be assigned

Art Unit: Unassigned

Filed: Herewith

Docket: 17553

For: THERAPEUTIC SYSTEM

Dated: March 25, 2004

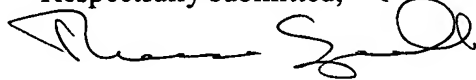
Mail Stop Patent Application
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicant in the above-identified application hereby claims the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submits a certified copy of Japanese Patent Application No. 2003-083414 (JP2003-083414) filed March 25, 2003.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli
Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343
TS:dg

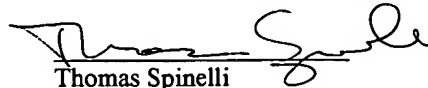
CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL"

Express Mailing Label No.: EV110702108US

Date of Deposit: March 25, 2004

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is addressed to Mail Stop Patent Application, Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Dated: March 25, 2004



Thomas Spinelli

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 3月25日

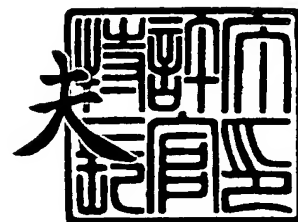
出願番号
Application Number: 特願2003-083414
[ST. 10/C]: [JP 2003-083414]

出願人
Applicant(s): オリンパス株式会社

2004年 1月26日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2004-3002499

【書類名】 特許願

【整理番号】 03P00281

【提出日】 平成15年 3月25日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 17/39
A61N 5/02

【発明の名称】 処置装置

【請求項の数】 3

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 晴山 典彦

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 処置装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、

前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【請求項 2】 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、

前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、

前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【請求項 3】 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記処置装置の周辺の電磁波を受信可能なアンテナ手段と、

前記アンテナ手段で受信された電磁波から生成された受信信号から前記磁気共鳴診断装置の電磁波成分を抽出可能な電磁波成分抽出手段と、

前記電磁波成分抽出手段で抽出された電磁波成分信号に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、

前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、電磁波により生体の断層画像を得る磁気共鳴診断装置と組み合わせて、体腔内の患部を治療処置を行う処置装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来から体腔内に挿入して、患部を治療する治療処置装置として、マイクロ波処置具、電気メス、超音波処置具、及びRF加温治療処置具等のエネルギー処置装置がある。これらエネルギー処置装置による体腔内患部を治療処置する際に、磁気共鳴診断装置（以下、MR装置と称する）による生体断層画像で、体腔内に挿入されているエネルギー処置具の正確な位置を観察して、体腔内患部を効果的に治療する方法が用いられている。

【0003】

このような、MR装置による生体断層画像の基で、エネルギー処置装置による治療処置の際に、エネルギー処置具から出力される電磁波ノイズが前記MR装置で撮像生成される断層画像を乱す要因となっている。

【0004】

このために、MR装置で生体断層画像を撮像中は、前記エネルギー処置具から

の出力を自動的に低下させたり、あるいは、出力停止させる治療装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0005】

【特許文献 1】

特開平 11-267133 号公報。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

前述した特許文献 1 に提案されている治療装置は、MR 装置とエネルギー処置装置とを接続して相互に各種制御信号を送受信する必要がある。このため、MR 装置とエネルギー処置装置の間で送受信される各種信号仕様を整合させるための信号インターフェースを双方に設ける必要がある。つまり、信号インターフェースを備えていないエネルギー処置装置は、MR 装置と組み合わせて使用できないという課題がある。

【0007】

さらに、エネルギー処置装置を複数の仕様の MR 装置と組み合わせて使用する場合には、その複数の仕様の MR 装置に整合させるための信号インターフェースをエネルギー処置装置に設ける必要があり、多大な工数を必要としてしまう。

【0008】

また、MR 装置は、前記エネルギー処置装置からのノイズを含む、各種ノイズを避けるために、シールドルーム内に設置されている。このために、エネルギー処置装置は、シールドルームの外に配置されており、このエネルギー処置装置とシールドルーム内のエネルギー処置具との間は、長い信号ケーブル類を用いて接続されている。

【0009】

このように、シールドルーム外に設けられたエネルギー処置装置と、MR 装置が配置されているシールドルーム内に設けられたエネルギー処置具との間を接続する長い信号ケーブルにより、エネルギー処置装置からエネルギー処置具に供給出力されるエネルギーが減衰したり、及びエネルギー処置具の動作状態を検出する各種センサー類の動作や検出誤差が生じる課題もある。

【0010】

本発明は、このような事情に鑑みなされたもので、MR装置で撮像する生体断層画像の基で、エネルギー処置具で治療処置を行う際に、MR装置による撮像動作時には、エネルギー処置装置の駆動を制御し、MR装置による撮像画像の乱れを防止するとともに、MR装置とエネルギー処置装置の間の各種制御信号の送受信の信号インターフェースが不要で、かつ、エネルギー処置装置とエネルギー処置具との間の信号ケーブルの長さによるエネルギー減衰を適宜補正可能とする処置装置を提供することを目的としている。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の処置装置は、電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、を具備したことを特徴とする。

【0012】

本発明の処置装置は、電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、を具備したことを特徴とする。

【0013】

また、本発明の処置装置は、電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気

共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、前記処置装置の周辺の電磁波を受信可能なアンテナ手段と、前記アンテナ手段で受信された電磁波から生成された受信信号から前記磁気共鳴診断装置の電磁波成分を抽出可能な電磁波成分抽出手段と、前記電磁波成分抽出手段で抽出された電磁波成分信号に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、を具備したことを特徴とする。

【0014】

本発明の処置装置は、MR装置から出力される電磁波を受信して、MR装置の駆動状態を検出して、エネルギー処置装置の駆動制御を可能としたことで、エネルギー処置具から出力される電磁波ノイズの影響を排除でき、MR装置とエネルギー処置装置との間で直接各種制御信号の送受信を不要としたことで、信号インターフェースも不要となった。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。MR装置は、生体断層画像を撮像する際に、RFパルスが繰り返し出力される。つまり、このRFパルスは、MR装置の撮像動作中のみに出力される。本発明は、MR装置から出力されるRFパルスを検出することでMR装置の撮像動作が判明できる点に着目してなされたものである。

【0016】

最初に、図1乃至図3を用いて、本発明の第1の実施形態の処置装置を説明する。図1は本発明の第1の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図、図2は本発明の第1の実施形態の処置装置に用いる処置用電源の構成を示すブロック図、図3は本発明の第1の実施形態の処置装置の動作を説明するフローチャートである。

【0017】

本発明の第1の実施形態の処置装置は、図1に示すように、シールド壁7で囲まれたシールドルーム内部に生体断層の撮像が可能なMR装置1が配置されている。さらに、生体の体腔内に挿入されて治療処置するエネルギー処置具2が配置されている。なお、このエネルギー処置具2として、マイクロ波用の穿刺処置具を例として説明するが、電気メス、超音波手術処置具、RF加温治療等のアプリケーションも用いられる。

【0018】

このエネルギー処置具2には、エネルギー伝送ケーブル4が接続され、このエネルギー伝送ケーブル4は、シールド壁7に設けられたパネル孔8を介してシールドルームの外部に設置されている処置用電源5に接続されている。

【0019】

この処置用電源5は、前記エネルギー処置具2にエネルギー伝送ケーブル4を介して供給出力するマイクロ波を生成出力するものである。なお、この処置用電源5は、エネルギー処置具2に用いるアプリケーションの内容に応じて、高周波や超音波を発生出力させるものに置き換わる。

【0020】

この処置用電源5には、フットスイッチ6が接続されており、このフットスイッチ6の操作により、処置用電源5からエネルギー処置具2に対するマイクロ波の出力オン/オフされるようになっている。なお、フットスイッチ6に変えて、処置用電源5の図示していない操作パネル部にオン/オフスイッチを設け、そのオン/オフスイッチの操作によりマイクロ波出力のオン/オフ出力制御させても良く、さらに、前記フットスイッチ6と前記操作パネル部のオン/オフスイッチのいずれからでもマイクロ波出力のオン/オフ制御できるようにしても良い。また、前記フットスイッチ6は、パネル孔8を介して前記シールドルーム内に配置しても良い。

【0021】

前記シールドルーム内には、前記MR装置1から出力されるRFパルスを受信検出するRFアンテナ3が設けられている。このRFアンテナ3は、前記パネル

孔 8 を介して処置用電源 5 に接続されている。なお、この RF アンテナ 3 は、MR 装置 1 から出力される RF パルスを受信検出できる位置にあれば良く、MR 装置 1 の近傍やシールドルームの内壁等のシールドルーム内の自由な位置に設置可能である。

【0022】

前記処置用電源 5 は、図 2 に示すように、前記エネルギー伝送ケーブル 4 を介して、エネルギー処置具 2 にマイクロ波を生成出力する出力部 21 と、この出力部 21 を駆動制御する制御部 22 と、前記 RF アンテナ 3 で受信検出した RF パネルを検出し、その RF パネルの検出情報を前記制御部 22 に出力する RF 検出部 23 と、前記制御部 22 には、前記フットスイッチ 6 と、前記処置用電源 5 の操作パネルに設けられたオン／オフスイッチを含む処置用電源 5 の操作スイッチ等を有する操作部 24 とからなっている。

【0023】

前記 RF 検出部 23 は、フィルタ回路 25 と検出回路 26 からなる。前記 RF アンテナ 3 には、受信検出する前記 MR 装置 1 からの RF パルス以外の信号やノイズ、例えば、エネルギー処置具 2 から出力される処置用エネルギー信号も受信される。この RF アンテナ 3 で受信した MR 装置 1 からの RF パルス以外の信号は、不要であることから、フィルタ回路 25 は、RF パルス以外の相当する周波数成分をカットするものである。つまり、このフィルタ回路 25 は、RF アンテナ 3 によって受信された MR 装置 1 からの RF パルスの周波数成分のみを通過させるようになっている。検出回路 26 は、前記フィルタ回路 25 を通過した MR 装置 1 の RF 信号を検出判定するものである。この検出回路 26 は、入力されたパルスを整流回路で直流成分に変換し、その直流成分の電圧値で RF パルスの判断を行ったり、又は、高速フーリエ変換などを用いて周波数成分を計測して判断するもの等が用いられる。

【0024】

つまり、処置用電源 5 の制御部 22 は、前記 RF 検出部 23 からの RF パルス信号検出情報と、前記フットスイッチ 6、又は操作部 24 からのオン／オフスイッチ入力により前記出力部 21 を駆動制御して、エネルギー処置部 22 に供給出

力する処置用エネルギーであるマイクロ波の出力が制御されるようになっている。
。

【0025】

この処置用電源5の制御部22の動作について、図3を用いて説明する。前記MR装置1は、電磁共鳴による生体断層画像の撮像を行う際に、前述したように、数MHz～数百MHzのRFパルスを生体に対して繰り返し出力する。

【0026】

前記MR装置1と前記処置用電源5の電源がオン供給されて駆動すると、前記処置用電源5の制御部22は、ステップS1で、前記RFアンテナ3が受信して、前記RF検出部23からのRFパルス検出処理終了を待機する。つまり、MR装置1が撮像動作となり、RFアンテナ3を介して、RF検出部23からのRFパルスの検出情報の入力待ちとなる。

【0027】

次に、制御部22はステップS2で、前記RF検出部23からRFパルスの検出情報が出力されたか否かを判定する。このステップS2でRFパルスの検出情報が出力されていないと判定されると、制御部22はステップS3で、前記フットスイッチ6、又は操作部24からのオン/オフスイッチの操作に応じて、出力部21を駆動制御して、前記エネルギー処置具2に対して、処置具エネルギーであるマイクロ波を生成出力させる。つまり、前記RF検出部23がRFパルスを検出しない時は、MR装置1が撮像動作をしていない場合であり、この状態時には、前記エネルギー処置具2によるマイクロ波治療が実行できるように、所定のマイクロ波である処置エネルギーが生成出力される。

【0028】

前記ステップS2で前記RF検出部23からRFパルスの検出情報が出力されたと判定されると、制御部22はステップS4で、出力部21の出力駆動を停止させる。この状態は、フットスイッチ6や操作部24からのスイッチ入力状態に拘わらず出力部21からの出力を停止させる。つまり、ステップS2で、RFパルスの検出情報が得られることは、MR装置1が撮像動作を開始したことであり、出力部21からエネルギー処置具2に供給出力される処置具エネルギーである

マイクロ波を停止、あるいは低減させて、エネルギー処置具 2 から出力される処置具エネルギーであるマイクロ波による前記 MR 装置 1 への電磁波ノイズを停止、又は低減させる。

【0029】

次に、制御部 22 はステップ S 5 で、前記ステップ S 4 の前記出力部 21 の出力停止、又は低減状態にしてから、所定時間（約 1 秒程度）停止、又は低減状態を維持させる。この所定時間が経過すると、前記ステップ S 1 に戻り、再度ステップ S 1 から制御を繰り返す。

【0030】

ステップ S 2 で、再度 RF パルスが検出された場合は、出力停止又は低減状態が継続することになる。

【0031】

つまり、前記 RF 検出部 23 で、MR 装置 1 が MR 撮像を実施していることを示す RF パルスを検出後、制御部 22 は、出力部 21 からエネルギー処置具 2 に供給出力している処置エネルギーを所定時間停止、又は低減させる。これにより、MR 撮像期間は、エネルギー処置具 1 からの処置具エネルギーであるマイクロ波などの電磁波ノイズの影響を受けることはなくなる。また、この出力部 21 の出力停止や低減動作を所定時間維持させることで、MR 撮像時のパルスシーケンスの違いによって、RF パルスの間隔が異なる場合でも、MR 撮像の途中でエネルギー処置具 2 から処置具エネルギーが出力されることを避けることが出来る。

【0032】

以上説明したように、この第 1 の実施形態において、MR 装置や処置具装置に信号インターフェースなどの特定の機能を追加することなく、MR 撮像時に処置用装置の出力を停止、又は低減させることができ、MR 観測下の処置時のエネルギー処置装置によるノイズの影響を避けることが出来ることが可能となった。

【0033】

次に、図 4 と図 5 を用いて本発明の第 2 の実施形態の処置装置を説明する。図 4 は本発明の第 2 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図、図 5 は本発明の第 2 の実施形態の処置装置に用いる処置用電源と出力制御装置の構成を示

すブロック図である。なお、図 1 乃至図 2 と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

【0034】

この第 2 の実施形態の前述の第 1 の実施形態との相違は、前記 RF アンテナ 3 の出力が出力制御装置 9 に接続され、前記フットスイッチ 6 も出力制御装置 9 に接続され、この出力制御装置 9 の出力は、前記処置用電源 5 に接続されるようになってい

【0035】

この出力制御装置 9 は、図 5 に示すように、前記 RF アンテナ 3 が接続された前記 RF 検出部 23 と、この RF 検出部 23 の出力に接続された信号生成部 27 とからなり、この信号生成部 27 にフットスイッチ 6 が接続されている。

【0036】

また、前記処置用電源 5 は、前記エネルギー処置具 2 に処置エネルギーを生成出力する出力部 21 と、この出力部 21 を駆動制御する制御部 22 と、この制御部 22 に操作指示入力を行う操作部 24 からなり、前記出力制御部 9 の信号生成部 27 の出力は、前記処置用電源 5 の制御部 22 に接続されている。

【0037】

即ち、前記出力制御装置 9 の信号生成部 27 は、前記 RF 検出部 23 が RF アンテナ 3 を介して MR 装置 1 から出力される RF パルスの検出有無に応じた信号と、前記フットスイッチ 6 から入力されたオン／オフに応じた信号を生成して、前記処置用電源 5 の制御部 22 へ出力する。

【0038】

これにより、前述した第 1 の実施形態と同様に、MR 装置 1 で MR 撮像している間は、前記処置用電源 5 からの出力を停止、又は低減させることができる。

【0039】

さらに、前記出力制御装置 9 の信号生成部 27 が出力する、RF 検出部 23 から RF パルス検出信号の有無により処置用電源 5 を駆動停止させる非駆動信号及び処置用電源 5 を駆動させる駆動信号と、前記フットスイッチ 6 によってスイッチオフ入力されて処置用電源 5 を駆動停止させる非駆動信号及びフットスイッチ

6によってスイッチオンされて処置用電源5を駆動させる駆動信号とは、同一の信号となる。これにより、前記MR装置1によるMR撮像画像による監視下で、エネルギー処置具2による治療処置を行う必要がない場合には、フットスイッチ6を直接前記処置用電源5の制御部22に接続することで、フットスイッチ6による処置用電源5の操作が可能となる。

【0040】

また、前記出力制御装置9を用いることで、MR装置1と処置用電源5との制御信号の仕様が異なる場合でも何ら信号インターフェースを設ける必要がなくなる。

【0041】

次に、本発明の第3の実施形態の処置装置について、図6乃至図8を用いて説明する。図6は本発明の第3の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図、図7は本発明の第3の実施形態の処置装置に用いるリレー部の構成を示すブロック図、図8は本発明の第3の実施形態の処置装置に用いる処置用電源の構成を示すブロック図である。なお、図1と図2と同一部分は、同一部号を付して詳細説明は省略する。

【0042】

前述した本発明の第1の実施形態とこの第3の実施形態との相違は、シールドルームのシールド壁7に設けられたパネル孔8の近傍にリレー部11が設けられ、このリレー部11を介して、前記処置用電源5とエネルギー処置具2とがエネルギー伝送ケーブル4によって接続され、かつ、このリレー部11に、処置用電源5から切り替え信号ケーブル12を介して駆動制御されるようになっている。

【0043】

このリレー部11の構成は、図7に示すように、前記処置用電源5とエネルギー処置具2とを接続するエネルギー伝送ケーブル4が接続される接点と、この接点を接続オン又は接続オフさせる可動片とからなり、この可動片を接続オン又は接続オフ駆動させる切り替え信号ケーブル12が接続されようになっている。

【0044】

一方、前記処置用電源5は、図8に示すように、エネルギー処置具2に供給出

力する処置エネルギーを生成する出力部 21 と前記エネルギー処置具 2 とは、前記リレー部 11 を介して、前記エネルギー伝送ケーブル 4 で接続され、このリレー部 11 の可動接片に接続されている切り替え信号ケーブル 12 は、制御部 22 に接続されている。

【0045】

つまり、制御部 22 は、前述した第 1 の実施形態と同様な制御機能に前記リレー部 11 を駆動制御する機能を有している。

【0046】

このような構成の処置装置において、前記 RF 検出部 23 の MR 装置 1 の MR 撮像動作に伴う RF パルス検出によって、制御部 22 は、出力部 21 からエネルギー処置具 2 に出力される処置エネルギーを停止させるとともに、前記リレー部 11 の可動片を接続オフとする制御を行う。

【0047】

つまり、出力部 21 からのエネルギー処置具 2 への処置エネルギーの供給出力停止とともに、出力部 21 とエネルギー処置具 2 とを接続しているエネルギー伝送ケーブル 4 をリレー部 11 で接続オフ状態とする。

【0048】

これにより、前記処置用電源 5 とエネルギー処置具 2 との接続もリレー部 11 で切断されて処置用電源 5 やエネルギー伝送ケーブル 4 に混入したノイズの伝送をカットすることができる。

【0049】

なお、このように、前記処置用電源 5 とエネルギー処置具 2 との間のエネルギー伝送ケーブル 4 にリレー部 11 を設けることは、前述した本発明の第 2 の実施形態にも適用できる。

【0050】

次に、本発明の第 4 の実施形態の処置装置について、図 9 と図 10 を用いて説明する。図 9 は本発明の第 4 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図、図 10 は本発明の第 4 の実施形態の処置装置に用いる加熱治療装置の構成を示すブロック図である。なお、図 1 乃至図 2 と同一部分は、同一符号を付して詳細

説明は省略する。

【0051】

この第4の実施形態間処置装置は、図9に示すように、シールド壁7に囲まれたシールドルーム内に生体断層画像を撮像生成するMR装置1と、加熱治療用のアプリケータとして、生体の食道や尿道等の体腔内に挿入する内腔アプリケータ31と、及び生体表面に配置する体外アプリケータ32とが配置されている。

【0052】

この内腔アプリケータ31と体外アプリケータ32の2つのアプリケータの間には、高周波電流が印加されて生体組織を加熱治療するようになっている。なお、この実施形態の説明において、高周波用のアプリケータとして内腔と体外2つからなるものを挙げたが、マイクロ波や超音波を用いた場合には、内腔側のアプリケータのみでも良い。

【0053】

前記内腔アプリケータ31には、高周波電流を供給する高周波ケーブル33、内腔アプリケータ31の先端に設けたバルーン44で生体組織を冷却するために必要な冷却水を循環させる内腔冷却水チューブ34、バルーン44に設けられ、生体組織の温度を計測するための図示しない温度センサーの信号を伝達する温度センサーケーブル35が接続され、シールド壁7に設けられたパネル孔8を介して、加熱治療装置38に接続されている。

【0054】

前記体外アプリケータ32には、高周波電流を供給する高周波ケーブル33、体外アプリケータ32に接触する生体組織を冷却するための冷却水を循環させる体外冷却水チューブ36が接続され、シールド壁7のパネル孔8を介して加熱治療装置38に接続されている。

【0055】

なお、前記高周波ケーブル33は、内腔アプリケータ31と体外アプリケータ32へとそれらアプリケータ近傍で分岐して接続されている。

【0056】

さらに、前記高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケ

ケーブル 35、体外冷却水チューブ 36 は、前記加熱治療装置 38、内腔アプリケーション 31、及び体外アプリケーション 32 それぞれとコネクタにより着脱自在に接続されるようになっている。

【0057】

また、処置装置の施設によって、MR 装置 1 と加熱治療装置 38 との距離は異なるために、前記高周波ケーブル 33、内腔冷却水チューブ 34、温度センサーケーブル 35、体外冷却水チューブ 36 は、それぞれ長さの異なるものが準備され、施設に応じて最適な長さのものを使用するようになっている。

【0058】

前記加熱治療装置 38 は、図 10 に示すように、前記内腔アプリケーション 31 と体外アプリケーション 32 への治療用高周波電流の生成出力、冷却水送水、及び温度信号受信等を行う出力部 21 と、この出力部 22 を駆動制御する制御部 22 と、この加熱治療装置 38 の図示していない操作パネルに設けられ、前記制御部 22 に対して、各種駆動指示入力を行う複数のスイッチ等を有する操作部 39 と、この加熱治療装置 38 に接続される高周波ケーブル 33、内腔冷却水チューブ 34、温度センサーケーブル 35、体外冷却水チューブ 36 の長さを選択する中継距離選択部 40 と、この中継距離選択部 40 で選択した前記高周波ケーブル 33、内腔冷却水チューブ 34、温度センサーケーブル 35、及び体外冷却水チューブ 36 の長さに応じて前記制御部 22 の駆動を補正する補正值を有する補正部 41 とからなっている。なお、前記中継距離選択部 40 は、前記操作パネルに設けられた操作部 39 と共に設けられている。

【0059】

このような構成の加熱治療装置 38 は、前記操作部 39 からの操作指示入力により、出力部 21 から出力される高周波電流出力値、冷却水温度、冷却水圧力、加温温度、加温時間等が設定されて、内腔アプリケーション 31 と体外アプリケーション 32 により加熱治療を行う。

【0060】

しかし、この加熱治療装置 38 は、前記 MR 装置 1 と併用して治療する場合、MR 装置 1 で撮像する断層画像を乱すノイズ源になってしまうために、シールド

ルーム外に配置されて、MR装置1から比較的長い距離離して配置されている。

【0061】

つまり、この加熱治療装置38は、シールドルーム内に設けられたMR装置1から遠く離し、かつ、シールドルームのシールド壁7からも離れた位置に配置され、その加熱治療装置38と、内腔アプリータ31及び体外アプリータ32を接続する高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、及び体外冷却水チューブ36の長さが長くなり、高周波電流、送水、及び温度信号の中継距離が長くなり、高周波電流の出力の減衰、冷却水の送水中の温度の変化、冷却水の送水圧力の変化、及び温度センサーの種類によっては中継距離の長さによる温度誤差等が生じる。このために、前記高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、及び体外冷却水チューブ36等の通常の中継距離の場合に設定した高周波電流置、送水温度、送水圧力、温度検出等の各種条件が、前記中継距離により変化してしまい、加熱治療の効率低下が生じる。

【0062】

そこで、前記中継距離選択部40から前記高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、及び体外冷却水チューブ36の長さに応じた中継距離を設定入力し、その設定入力された中継距離に応じて補正部41から高周波電流、送水温度、送水圧力、及び温度測定値等の補正置を前記制御部22へ出力し、この補正值の基で制御部22は、出力部21の出力設定を行う。

【0063】

この補正部41から制御部22へ出力される補正值としては、表1に示すように、前記高周波ケーブル33、内腔冷却水チューブ34、温度センサーケーブル35、及び体外冷却水チューブ36等の中継距離に応じた減衰量を考慮して補正值を設定する。

【0064】

【表 1】

中継距離	出力 設定補正	冷却水温度 設定補正	冷却水圧力 測定値補正	温度センサー 測定値補正
1.5m (標準)	0	0	0	0
4m	+2%	-1℃	-1kPa	-0.1℃
8m	+5%	-2℃	-2kPa	-0.2℃
12m	+8%	-3℃	-3kPa	-0.3℃

つまり、高周波電流の出力値は、高周波ケーブル 33 の長さによる減衰量に応じて補正値を高い値に設定する。冷却水温度設定値は、冷却水チューブ 34, 36 が長くなると冷却水は温まってしまうために補正値は低い温度に設定する。冷却水圧力値は、前記冷却水チューブ 34, 36 の管路が長くなると圧力が高く測定されてしまうために圧力の補正値を設定する。温度センサー測定値は、中継距離によって生じる誤差の補正値を設定する。

【0065】

このように、加熱治療装置 38 と高周波アプリータである内腔アプリータ 31 と体外アプリータ 32 を接続する高周波ケーブル 33、内腔冷却水チューブ 34、体外冷却チューブ 36、及び温度センサーケーブル 35 等の中継距離による各種治療用の設定値及び測定値の変動を、中継距離に応じて補正するための補正部 41 を設けたことで、前記中継距離に応じた加熱治療設定値や測定値の設定が可能となり、安定した加熱治療が実行できる。

【0066】

次に、本発明の第 5 の実施形態の処置装置について、図 11 と図 12 を用いて説明する。図 11 は図 9 で説明した処置装置の高周波ケーブルの端部に設けられるコネクタの構成を説明する説明図、図 12 は、図 11 に示したコネクタが接続される加熱治療装置の構成を示すブロック図である。なお、図 9 及び図 10 と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

【0067】

この第 5 の実施形態は、図 9 と図 10 を用いて説明した第 4 の実施形態と全体構成は同一で、前記内腔アプリータ 31 と体外アプリータ 32 を前記加熱治

療装置 38 の高周波電流を出力する出力部 21 と接続する高周波ケーブル 33 の長さである中継距離を識別する機能を有するコネクタ 43 を用いている。

【0068】

このコネクタ 43 は、前記加熱治療装置 38 に接続され、前記高周波ケーブル 33 の端末に接続される。このコネクタ 43 の内部には、高周波ケーブル 33 の中継距離を示す距離識別子 42 が内蔵されている。この距離識別子 42 の簡単な構成例としては、電気抵抗体であり、中継距離に応じた抵抗値を予め各コネクタ毎に割り当てて設置されている。

【0069】

このような距離識別子 42 を内蔵したコネクタ 43 が接続される加熱治療装置 38 は、図 12 に示すように、前記高周波ケーブル 33 のコネクタ 43 の距離識別子 42 を検出する中継距離判別部 45 が設けられている。この中継距離判別部 45 で接続された高周波ケーブル 33 のコネクタ 43 に内蔵されている距離識別子 42 をから中継距離を読みとり、前記補正部 41 へと出力して、この補正部 41 に設けられている表 1 で説明した補正值の基で設定値及び測定値を補正する。

【0070】

これにより、加熱治療装置 38 は、高周波ケーブル 33 の距離識別子 42 を内蔵したコネクタ 43 が接続されると、中継距離判別部 45 で高周波ケーブル 33 の中継長を検出し、その検出結果を基に高周波ケーブル 33 の中継距離に応じた加熱治療装置 38 の加熱治療用の出力が自動設定され最適加熱治療を可能とする。

【0071】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0072】

(付記 1) 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発

生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、

前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【0073】

(付記2) 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記磁気共鳴診断装置からの電磁波を検出する電磁波検出手段と、

前記電磁波検出手段の検出結果に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、

前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【0074】

(付記3) 電磁波により患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置とともに使用される処置装置において、

前記患者の生体を処置するための処置エネルギーを発生する処置エネルギー発生手段と、

前記処置エネルギー発生手段で発生された前記処置エネルギーにより前記患者の生体を処置可能な処置手段と、

前記処置装置の周辺の電磁波を受信可能なアンテナ手段と、

前記アンテナ手段で受信された受信信号から前記磁気共鳴診断装置の電磁波成

分を抽出可能な電磁波成分抽出手段と、

前記電磁波成分抽出手段で抽出された電磁波成分信号に基づき、前記磁気共鳴診断装置の動作状態を判別可能な磁気共鳴診断装置動作判別手段と、

前記磁気共鳴診断装置動作判別手段の判別結果に基づき、前記処置エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【0075】

(付記4) 患者の生体を処置するための処置手段と、

前記処置手段に供給される処置エネルギーを発生するエネルギー発生手段と、

前記患者の生体断層画像情報を得る磁気共鳴診断装置が生じる電磁波を検出する電磁波検出手段と、

前記電磁波検出手段の検出結果に基づいて前記エネルギー発生手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする処置装置。

【0076】

(付記5) 前記電磁波検出手段は、前記磁気共鳴診断装置が撮像状態であることを示す信号を検出し、撮像状態にある時には前記エネルギー発生手段を停止させることを特徴とする付記4記載の処置装置。

【0077】

(付記6) 撮像状態であることを示す信号が予め決められた所定時間以上検出されない場合に、エネルギー発生手段のエネルギー発生を可能とすることを特徴とする、付記4と付記5のいずれかに記載の処置装置。

【0078】

(付記7) 前記処置手段と前記エネルギー発生手段とを導電的に接続または未接続する接続切り替え手段を更に有し、前記電磁波検出手段の検出結果に基づいて前記接続切り替え手段を切り替えることを特徴とする付記4乃至付記6のいずれかに記載の処置装置。

【0079】

(付記8) 患者の生体を処置するための処置手段と、

前記処置手段に処置エネルギーまたは媒体を供給する供給手段と、
前記処置エネルギーまたは媒体を伝達する中継伝達手段と、
前記中継伝達手段の長さを選択する中継距離選択手段と、
前記中継距離選択手段の信号に基づいて前記処置エネルギーまたは媒体に関するパラメータを補正する補正手段と、
を具備したことを特徴とする処置装置。

【0080】

(付記9) 前記処置部にある任意のセンサー手段を更に有し、前記補正手段は、前記中継距離選択手段の信号に基づいて前記センサー手段からの信号をも補正することを特徴とする付記8記載の処置装置。

【0081】

(付記10) 患者の生体を処置するための処置手段と、
前記処置手段に処置エネルギーまたは媒体を供給する供給手段と、
前記処置エネルギーまたは媒体を伝達する中継伝達手段と、
前記中継伝達手段に設けられた前記中継伝達手段の長さ情報を示す識別手段と、
前記識別手段の情報に基づいて前記処置エネルギーまたは媒体に関するパラメータを補正する補正手段と、
を具備したことを特徴とする処置装置。

【0082】

(付記11) 前記処置部にある任意のセンサー手段を更に有し、前記補正手段は、前記識別手段の情報に基づいて前記センサー手段からの信号をも補正することを特徴とする付記10記載の処置装置。

【0083】

【発明の効果】

本発明の処置装置は、MR装置による観測下でエネルギー処置装置を用いて処置を行う際に、MR装置に特定の機能を追加することなく、MR撮影時にエネルギー処置装置の出力を停止させ、エネルギー処置装置からの電磁ノイズによるMR撮像画像の乱れや画質低下が解消でき、良質なMR撮像画像の基での治療行為

が可能となり、エネルギー処置の効率が向上する効果を有している。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図。

【図 2】

本発明の第 1 の実施形態の処置装置に用いる処置用電源の構成を示すブロック図。

【図 3】

本発明の第 1 の実施形態の処置装置の動作を説明するフローチャート。

【図 4】

本発明の第 2 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図。

【図 5】

本発明の第 2 の実施形態の処置装置に用いる処置用電源と出力制御装置の構成を示すブロック図。

【図 6】

本発明の第 3 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図。

【図 7】

本発明の第 3 の実施形態の処置装置に用いるリレー部の構成を示すブロック図。

【図 8】

本発明の第 3 の実施形態の処置装置に用いる処置用電源の構成を示すブロック図。

【図 9】

本発明の第 4 の実施形態の処置装置の全体構成を説明する説明図。

【図 1 0】

本発明の第 4 の実施形態の処置装置に用いる加熱治療装置の構成を示すブロック図。

【図 1 1】

本発明の第 5 の実施形態の処置装置に用いる高周波ケーブルの端部に設けられ

るコネクタの構成を説明する説明図。

【図 12】

本発明の第 5 の実施形態の処置装置に用いる加熱治療装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

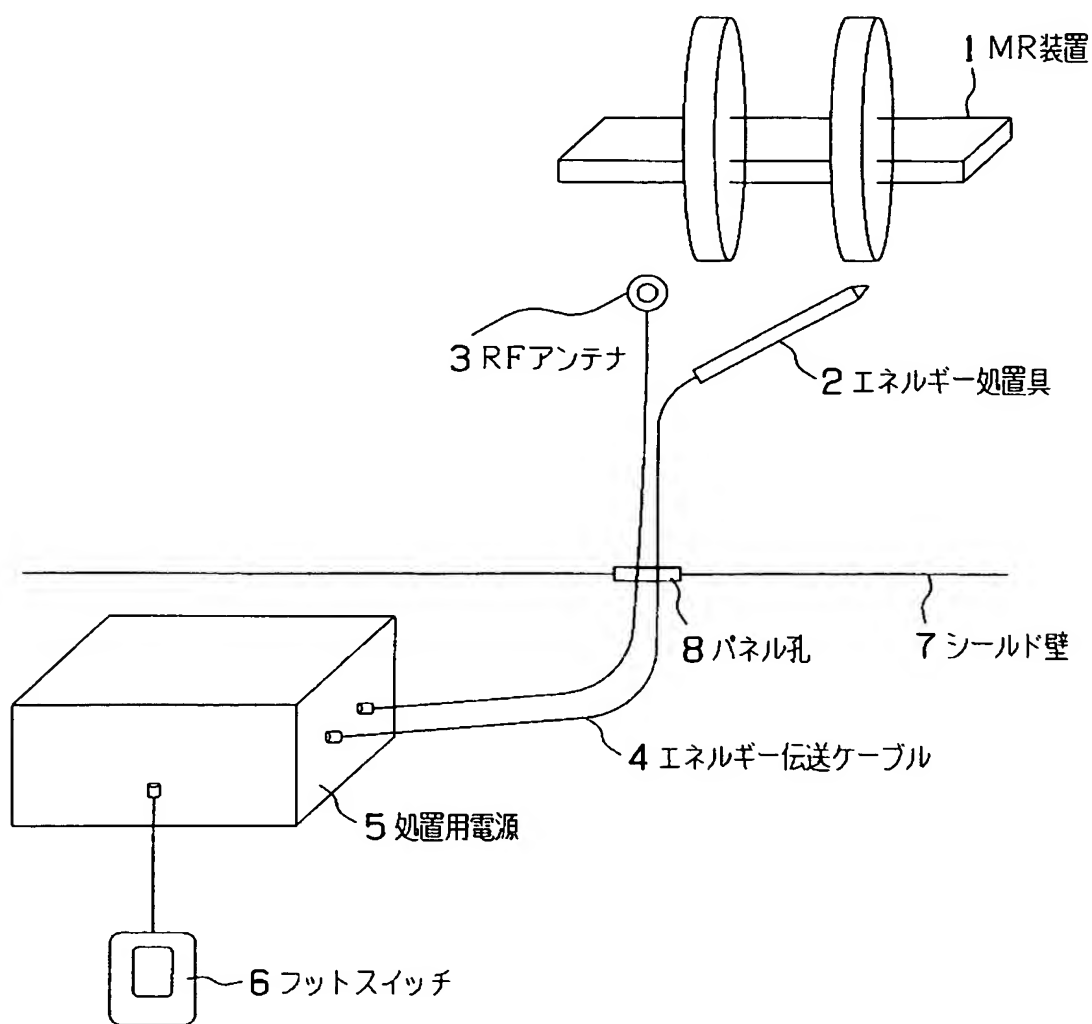
- 1…磁気共鳴診断装置 (MR 装置)
- 2…エネルギー処置具
- 3…RF アンテナ
- 4…エネルギー伝送ケーブル
- 5…処置用電源
- 6…フットスイッチ
- 7…シールド壁
- 21…出力部
- 22…制御部
- 23…RF 検出部
- 24…操作部
- 25…フィルタ回路
- 26…検出回路

代理人 弁理士 伊 藤 進

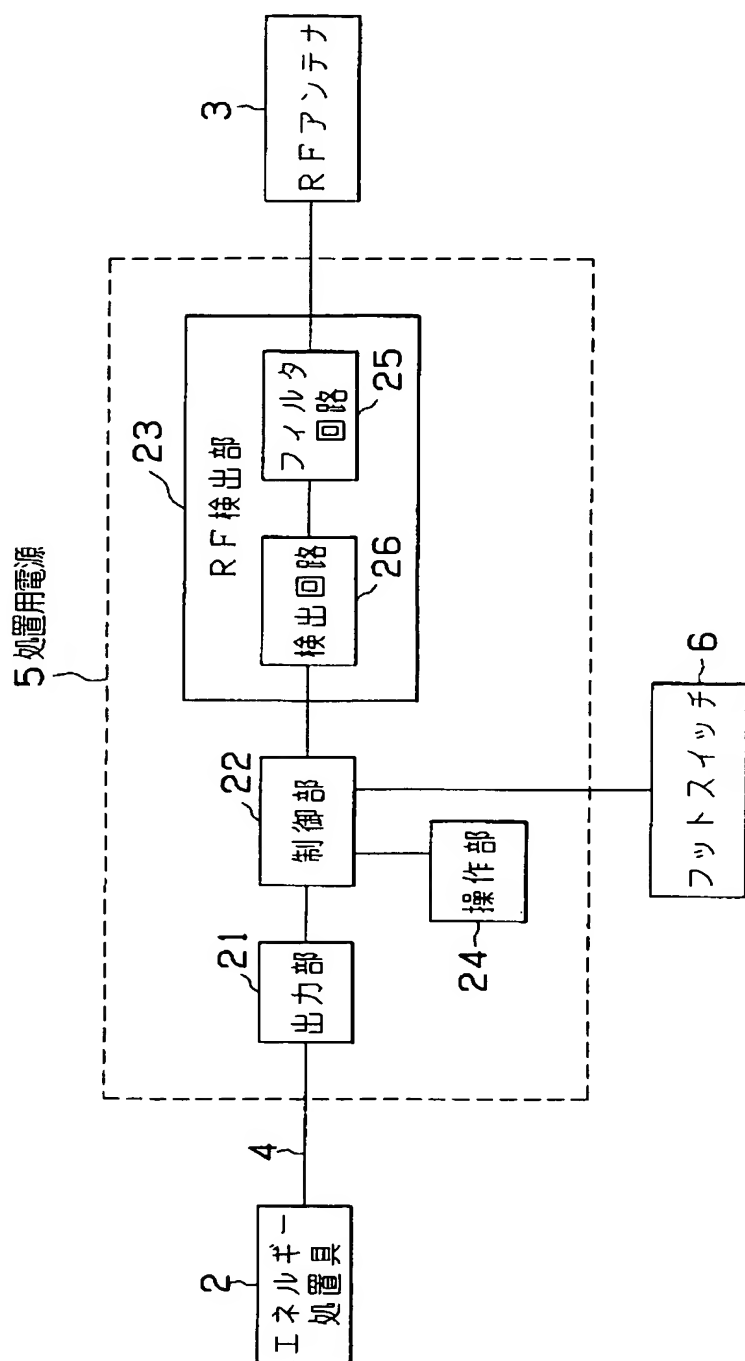
【書類名】

図面

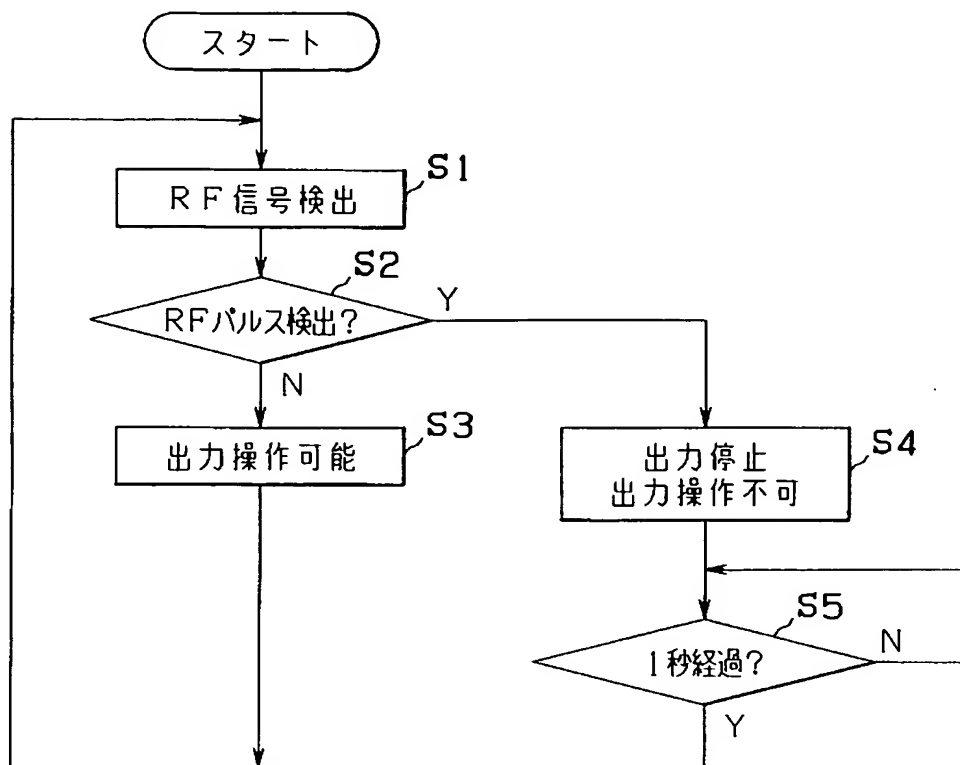
【図 1】



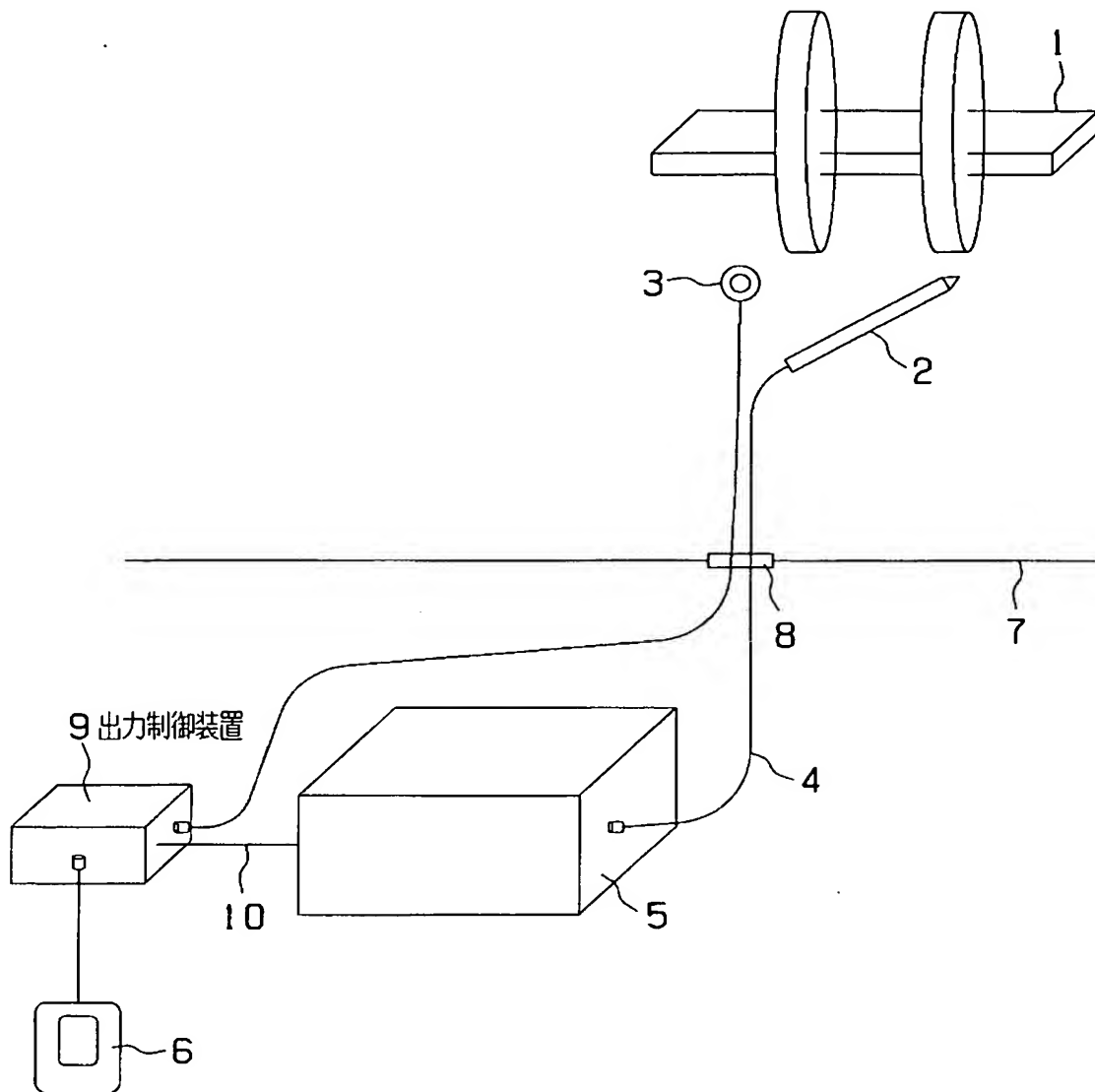
【図 2】



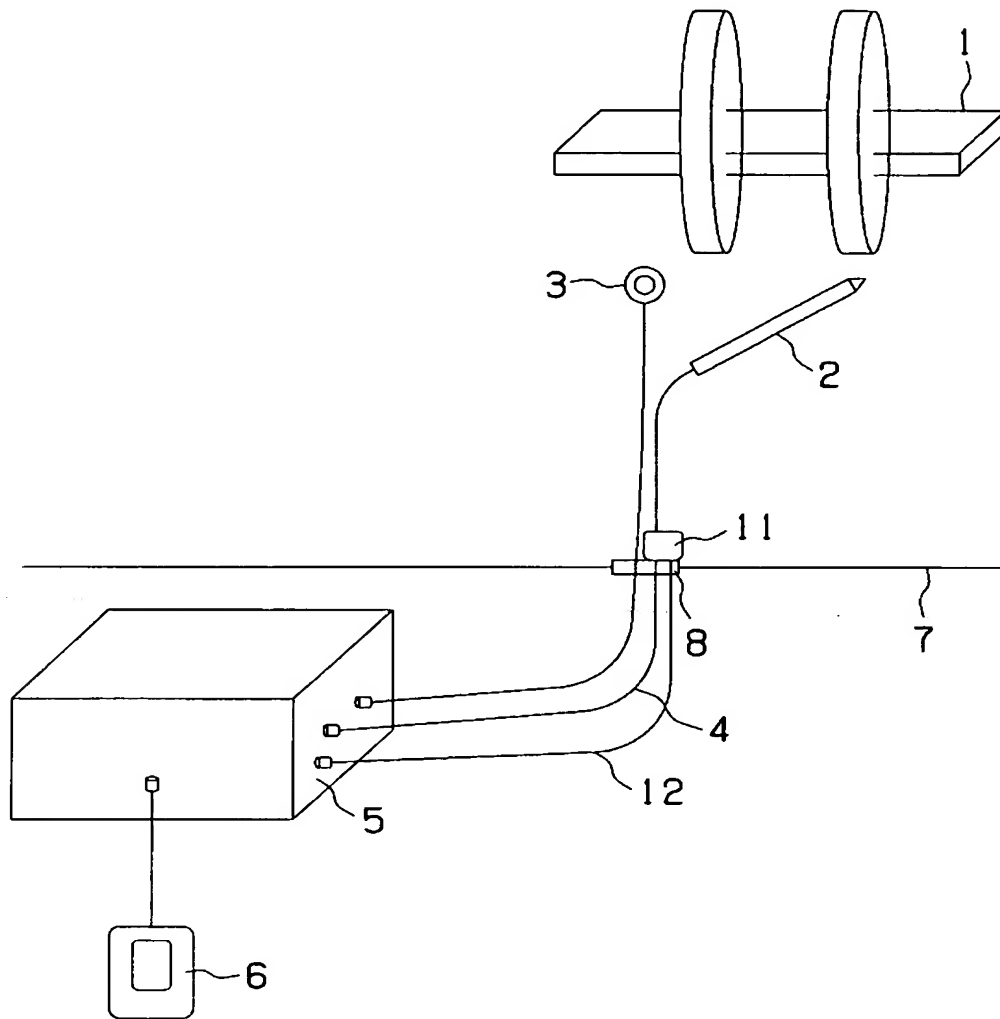
【図 3】



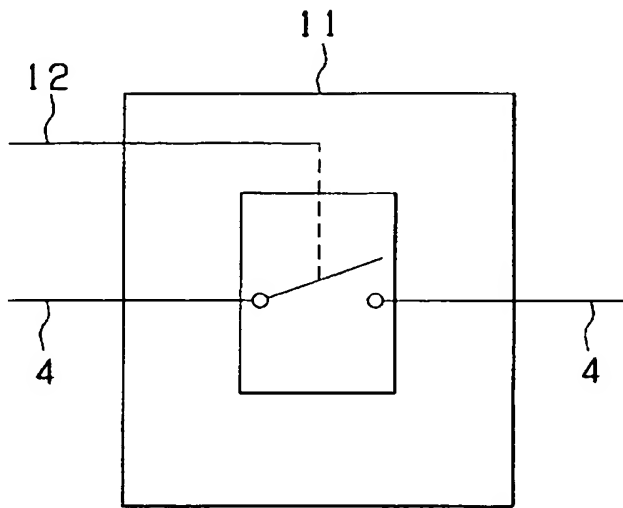
【図 4】



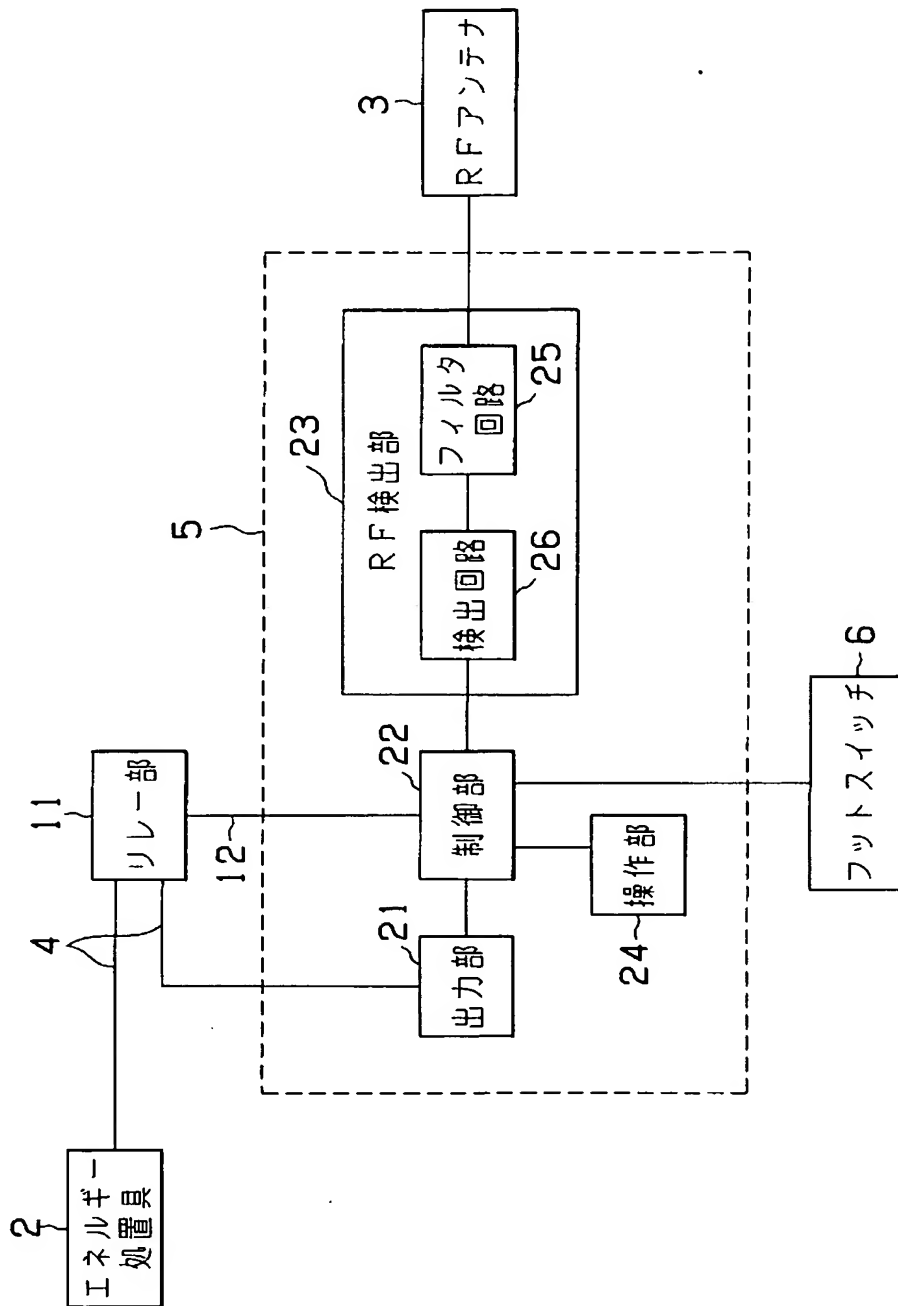
【図 6】



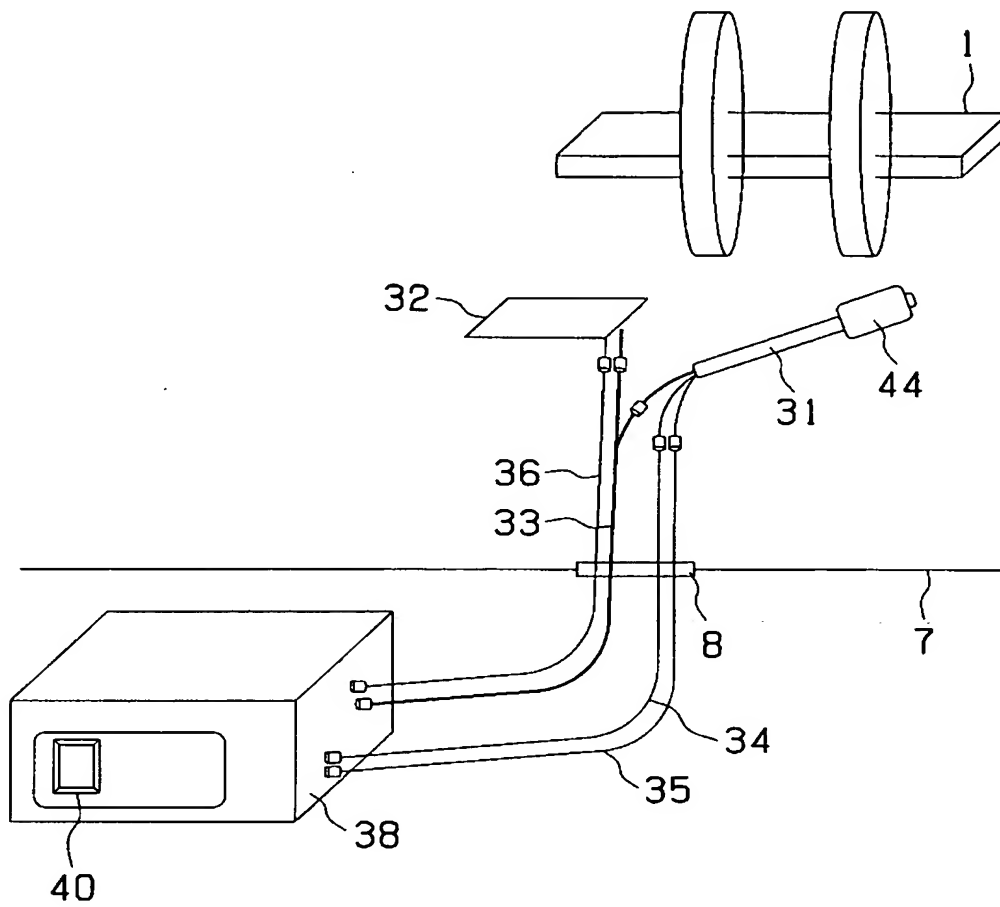
【図 7】



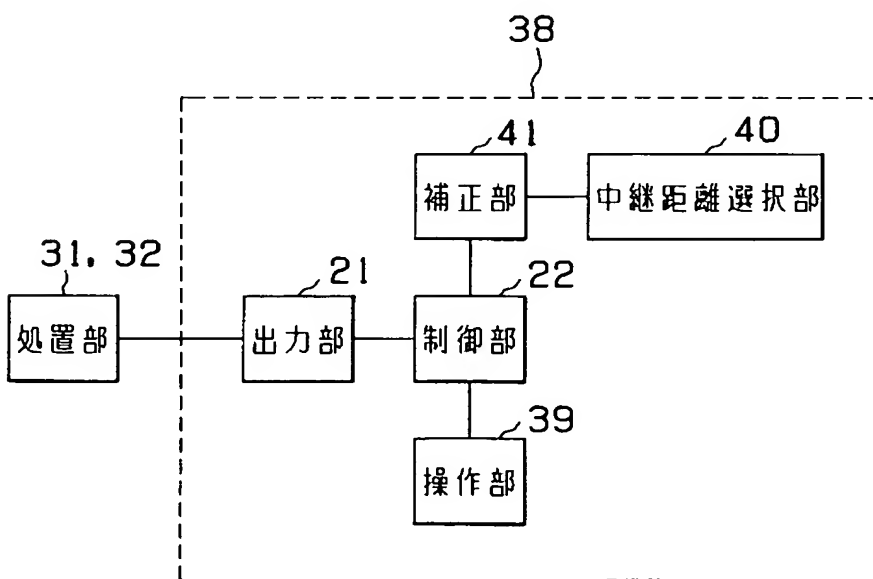
【図 8】



【図 9】



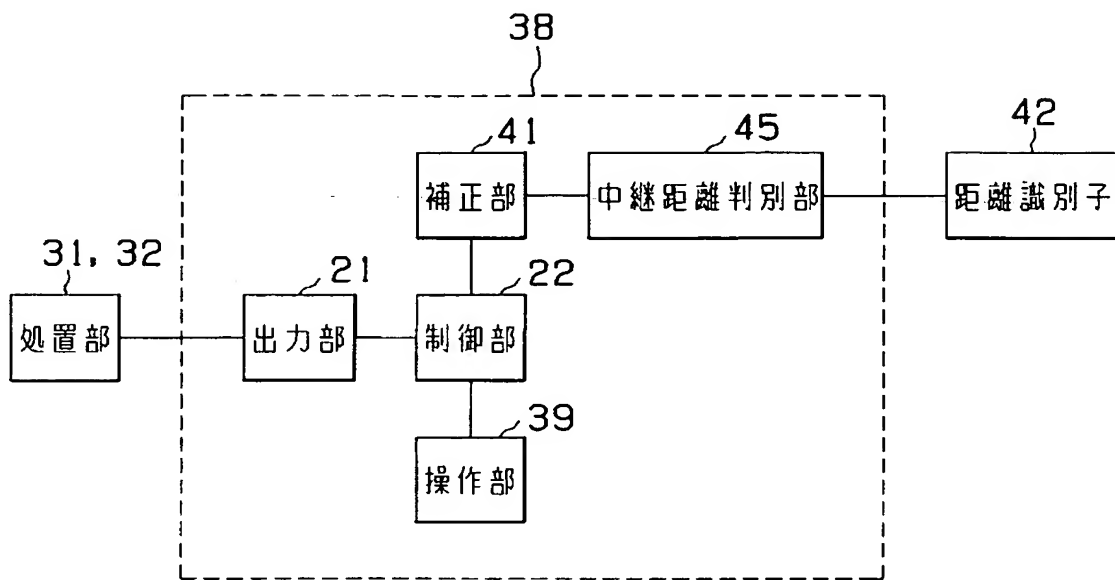
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 MR装置による生体断層画像の基で、エネルギー処置具で治療処置を行う際に、エネルギー処置装置によるMR撮像画像が乱れる課題があった。

【解決手段】 生体断層画像情報を得るMR装置1と共に使用される処置装置において、処置エネルギーを発生する処置用電源5と、この処置用電源からの処置エネルギーにより治療処置するエネルギー処置具2と、MR装置からのRFパルスを検出するRF検出部23の検出結果に基づき、処置用電源の駆動を制御する制御部22とを備え、MR装置のMR撮像時に処置用電源の駆動を制御する処置装置。

【選択図】 図1

特願 2 0 0 3 - 0 8 3 4 1 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 0 3 7 6]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 2 0 日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
氏 名 オリンパス光学工業株式会社
2. 変更年月日 2 0 0 3 年 1 0 月 1 日
[変更理由] 名称変更
住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
氏 名 オリンパス株式会社